

[Short Paper]

(2010年4月23日 Accepted)

3次元リージョングロウイングとテンプレート・マッチングを 用いた CT 画像からの肺臓・心臓領域の自動抽出

小松 昌史¹, 高橋 弘樹¹, 金 亨燮¹, タン ジュークイ¹, 石川 聖二¹, 山本 晃義^{1,2}

1) 九州工業大学大学院・工学研究科、2) 共愛会戸畑共立病院

要約: 近年、MDCT 装置の普及、機能向上に伴い、より高精細な CT 画像が日常的に用いられるようになった。一方で一度の撮影で得られる画像枚数は膨大な量となり、読影にあたる医師への負担は増加している。そのため計算機を用いた多臓器・多疾病に対する診断支援 (CAD) システムの開発への要望が高まっている。多臓器・多疾病に対する CAD システムの構築にあたり、3次元 CT 像上の病変の特徴は臓器ごとに異なっている。そのため病変の検出を行うには、あらかじめ各臓器を正確に抽出する必要がある。特に心臓領域の抽出分野においては造影画像を対象とした研究が報告されているが、非造影画像を対象とした手法は抽出手法に関する報告は少ないのが現状である。本稿では、胸部非造影 CT 画像を用いた複数臓器の自動抽出手法の開発を行う。手法としては、閾値処理と 3次元リージョングロウイング法により肺臓領域の抽出を行い、濃度値に依存した抽出が困難な心臓領域に対してはテンプレート・マッチング法を用いた抽出を試みた。提案手法を 6 症例の実 CT 画像に適用し、肺臓領域抽出において一致度 96%、心臓領域抽出において一致度 75%を得た。

キーワード: CAD, セグメンテーション, 3次元リージョングロウイング, テンプレート・マッチング, Snakes

Automatic segmentation method for lung and heart region based on 3D region growing and template matching technique

Masafumi KOMATSU¹, Hiroki TAKAHASHI¹, Hyoungseop, KIM¹, Joo Kooi TAN¹,Seiji ISHIKAWA¹, Akiyoshi, YAMAMOTO^{1,2}1) *Kyushu Institute of Technology* 2) *Kyoaikai Tobata Kyoritsu Hospital*

Abstract: Recently, various imaging equipment have been introduced into medical imaging fields. Especially, MDCT is one of the most useful diagnosis systems because it provides a high resolution image to medical doctors. Accordingly, many related image processing techniques are proposed into medical fields for extraction of abnormal area. In the medical image processing field, segmentation is one of the most important problems for analyzing abnormalities. Many related segmentation techniques have been developed for automatic extraction of ROI. In this paper, we propose a new technique for automatic extraction of the multi organs on the breast MDCT images employing the 3D region growing and template matching technique. We apply the proposed technique for extraction of lung and heart region to six CT cases and satisfactory results are achieved.

Keywords: CAD, Segmentation, 3D Region Growing, Template Matching, Snakes

Masafumi KOMATSU

1-1, Sensui-cho, Tobata, Kitakyushu, 804-8550, Japan

E-mail: komatsu@kimlab.cntl.kyutech.ac.jp

1. はじめに

近年、MDCT(Multi Detector-row Computed Tomography)の普及により高精細な撮影が可能となり、臨床の場で日常的にCT画像が取り扱われるようになった。それに伴い病気の早期発見・早期治療が可能となったが、同時に一患者当たりの画像枚数が増大し読影医師は膨大な情報解析を行う必要が生じたことから、医師への負担増加や病変の見落としなどが懸念されている。そこで読影医師の負担軽減を行うための計算機による診断支援(CAD; Computer Aided Diagnosis)システムの開発が求められている。CAD [1]とはコンピュータを用いて画像の診断を行い、病変位置やその定量評価、各臓器の機能評価などの結果を医師が参考にしながら行う診断のことである。これにより、診断の正確さや再現性の向上が期待されている。

多臓器・多疾病に対するCADシステムの開発において、病変の特徴は臓器ごとに異なっているため、病変の検出を行うためには各臓器の正確なセグメンテーションを行う必要がある。梶本ら[2]は多時相差分画像を用いた肝臓領域抽出法を提案した。またToyotaら[3]は、Region growing法を用いた脾臓、胆嚢領域の抽出法を提案を、Shimizuら[4]は臓器形状モデルとのマッチングを用いた複数臓器の同時抽出法を提案するなど、様々な手法が提案されている。

一方、これまで心臓は常に拍動していることからモーションアーチファクトが大きいいため、CTでの撮影は苦手としていた。しかし検出器の多列化、0.5秒以下の回転速度を持つ架台、さらに心位相に対する時間分解能を向上させるための再構成技術などにより、よりアーチファクトの少ない画像を得ることが可能となってきている。その結果、鮮明で高精細な心臓CTも臨床の場で利用されるようになり、冠動脈の形態評価や心機能評価などが行われるようになった。しかしCADシステムの開発においては、セグメンテーションの精度の改良や処理時間の改善が求められている[5-7]。また心臓領域のセグメンテーションにおいては、造影画像を用いるのが主流であり、非造影画像からのセグメンテーション手法は未だ確立されていない。

本論文では、胸部CT画像からの複数臓器の自動抽出を行うためのCADシステムの開発について述べる。対象とする臓器を肺臓と心臓とし、非造影CT画像より高精度な抽出を行う手法を提案する。手法としては、肺臓を閾値処理と3次元リージョングローイングを用

いた粗抽出を行い、抽出された肺臓の情報とSnakes法を用いて胸腔を抽出する。さらに得られる2つの領域から縦隔領域を求め、その領域に限定してあらかじめ作成した心臓のモデルを用いてテンプレート・マッチングを行うことにより、心臓領域の自動抽出を行う。抽出結果を医師が作成した正解データとの一致度を求めることにより評価を行う。

2. 手法

2.1 処理の流れ

図1に心臓領域抽出のための、全体の処理の流れを示す。まず、与えられた胸部CT画像に対して、閾値処理と3次元リージョングローイング処理を用いた肺臓領域の抽出を行う。次に、得られた肺臓領域を元に、Snakes[8]による胸腔領域の抽出を行う。続いて肺臓領域と胸腔領域から縦隔領域を求める。最後に、得られた縦隔領域に限定し事前に作成した心臓モデルを用いたテンプレート・マッチング法[9]を適用することにより、最終的な心臓領域の自動抽出を行う。

2.2 肺臓領域の抽出

肺臓領域はその大部分が空気領域であり、CT画像においては低い濃度値を示す。そのため2値化処理によって粗抽出が可能であるが、胃をはじめとする他の空気領域も同時に抽出してしまうという問題点がある。そこで本稿では、3次元リージョングローイングを併用することにより、肺臓領域と他の空気領域との分離を行う。

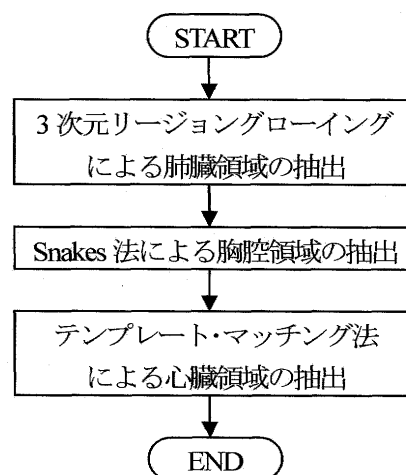


図1 心臓領域抽出処理の流れ

胸部 CT 画像に対する閾値処理には判別分析法[9]を用い、画像全体を2値化する。次に、各スライスで一番面積の大きい1画素の連結成分を人体領域として抽出する。さらに2値反転画像を作成し、肺臓候補以外の背景成分を削除する。最後に、3次元リージョングローイングにより最大連結成分を示す領域を抽出し、クローイング処理[6]を加えることにより整形を行う。

リージョングローイング法[9]は、ある注目画素にラベル付けを行い、その注目画素の近傍に対しあらかじめ決められた拡張条件を満たすか否かの判定に従い、条件を満たす場合は同じラベルを割り当てていき、拡張する画素がなくなるまで同様の処理を繰り返すことにより領域を求める処理である。本研究では背景成分の削除を行った後、一番大きな1画素の連結成分を求めるため3次元リージョングローイングを用いる。具体的には、あらかじめ各スライスの1画素の面積を求めておき、面積が最大を示すスライスにおいてTV式ラスタ走査を行い、最初の1画素を開始点としその26近傍に対して1画素であるかの判定を行いながら領域の拡張を行う。

2.3 胸腔領域の抽出

本稿では、心臓領域抽出に用いるテンプレート・マッチング法において探索範囲を縦隔領域に絞るため、あらかじめ縦隔領域の抽出を行う。縦隔領域抽出のため、まず胸腔領域の抽出を行う。肺臓の抽出結果より肺臓の面積が最大となるスライスの探索を行い、求めたスライスの肺臓領域において、2つの肺臓の間を3次スプライン補間[10]を用いた両肺領域の統合を行うことにより、その領域を胸腔の初期領域とする。次に、次の処理対象スライスの選択を行い、前のスライスにおける胸腔領域を初期点として与え、Snakes法を用いた胸腔領域の抽出を行う。この処理を全てのスライスについて行うことにより、胸腔領域の抽出を行う。

Snakesとは、一種のエネルギー最小化問題として初期形状を動的に変形させながら、2次元画像の線図形状の照合を行う手法である。一般的に、変形させる曲線を $\mathbf{v}(s)=(x(s), y(s))$ とすると、全体が滑らかになるようにする内部エネルギー、画像中のエッジなどの特徴に引き寄せられる外部エネルギー、外側からの強制力としての強制エネルギーの線形和で表されるエネルギー関数 E_{Snakes}

$$E_{Snakes} = \int_0^1 [E_{int}(\mathbf{v}(s)) + E_{image}(\mathbf{v}(s)) + E_{con}(\mathbf{v}(s))] ds \quad (1)$$

が用いられる。

本稿では、エネルギー関数として、内部エネルギーと画像エネルギーからなる

$$E_{Snakes} = \int_0^1 [E_{int}(\mathbf{v}(s)) + E_{image}(\mathbf{v}(s))] ds \quad (2)$$

を用いる。

内部エネルギーは以下のように定義する。

$$E_{int}(\mathbf{v}(s)) = \int_0^1 (\alpha |\mathbf{v}_s(s)|^2 + \beta |\mathbf{v}_{ss}(s)|^2) ds \quad (3)$$

$$\mathbf{v}_s(s) = \left(\frac{\partial x}{\partial s}, \frac{\partial y}{\partial s} \right) \quad (4)$$

$$\mathbf{v}_{ss}(s) = \left(\frac{\partial^2 x}{\partial s^2}, \frac{\partial^2 y}{\partial s^2} \right) \quad (5)$$

また、 α 、 β は重み($\alpha > 0$ 、 $\beta > 0$)を表している。

画像エネルギーは以下のように定義する。

$$E_{image} = -\gamma d(\mathbf{v}(s))^2 \quad (6)$$

$d(\mathbf{v}(s))$ はあらかじめ求めたエッジとの4近傍距離である。また γ は重み($\gamma > 0$)である。

本論文では胸腔抽出にSnakesを用いるが、胸腔領域の輪郭のほとんどが肺臓領域の外側の輪郭と同じであることから、肺臓領域の輪郭からの距離を画像エネルギーに用いる。これにより、画像エネルギーはより肺臓領域のエッジに近づくように働くことが期待される。

エネルギーの最小化の手法として、本稿ではgreedy algorithmを用いる。また重み α 、 β 、 γ の値は実験的に決定する。

2.4 心臓領域の抽出

心臓は隣接する臓器(肝臓、大動脈、大静脈など)とCT値のコントラストが低いいため、本論文ではあらかじめ作成した心臓モデルを用い、テンプレート・マッチング法による心臓領域の抽出を試みる。まず抽出済みの肺臓領域と胸腔領域を用い、縦隔領域の抽出を行う。処理時間の短縮を図るため、本稿ではまず、低解像度の画像を用いたテンプレート・マッチングを行い、正規化相互相関が最も高い座標の元の解像度の画像における座標を求め、その近傍に範囲を限定し再度テンプレート・マッチングを行う。最後に、最も正規化相互

3次元リージョンローイングとテンプレート・マッチングを用いたCT画像からの肺臓・心臓領域の自動抽出

相関が高い座標に、用いたモデルを設置し、モデルに含まれる領域の中で閾値を設定し、その閾値の範囲内にある領域を心臓領域として抽出する。

本稿では、テンプレート・マッチングに用いる心臓モデルとして、心臓の平均画像を用いる。あらかじめ各症例の心臓領域にマーキングを行い、各心臓モデルを重心により位置あわせを行い、各画素を平均することにより平均画像を求める。

なお本稿では、類似度として式(7)に示す正規化相互相関を用いる。

$$m^*(u, v) = \frac{\iint (t(x, y) - \bar{t})(f(x+u, y+v) - \bar{f}) dx dy}{\sqrt{\iint (t(x, y) - \bar{t})^2 dx dy \iint (f(x+u, y+v) - \bar{f})^2 dx dy}} \quad (7)$$

ここで、 \bar{f} 、 \bar{t} はそれぞれ画像 $f(x+u, y+v)$ 、テンプレート $t(x, y)$ の平均を表す。本論文では、これを3次元に拡張したものをを用いた心臓領域の抽出を行う。

2.5 3次元表示

近年、CTなどの医用画像撮影装置の発達に伴い、高精細なボリュームデータを得ることが可能となった。これにより、診断や手術シミュレーションなどの際、3次元表示が有効であることから、様々な手法が提案されている。

代表的な3次元表示法に、ボリュームデータの任意の断面画像を得るMPR (Multi Planar Reconstruction) や、視線上のボクセルの最大値を投影するMIP (Maximum Intensity Projection)、表示させたい物体の表面にシェーディングしたものを表示するサーフェスレンダリング (Surface Rendering)、ボクセルの濃度値を元に表面の傾きと光源からの光の透過率を求め、その反射光の総和として表示するボリュームレンダリング (Volume Rendering) 法などがある。本論文では、ボリュームレンダリングを用いた3次元表示を行う。

ボリュームレンダリングは、与えられたボリュームデータを直接可視化する方法である。その方法の一つとしてレイキャスティング法がある。レイキャスティング法は、スクリーンから視線(レイ)をのばし、その視線上のボリュームデータを、不透明度を考慮しながら、

$$C_k = (1 - \alpha_k) C_{k-1} + I_k \alpha_k \quad (k = 1, \dots, K) \quad (8)$$

により、積算していく手法である。ここで、 C_{k-1} とは $k-1$ 番目から k 番目のサンプリング点に入る輝度値であり、 C_k は k 番目のサンプリング点から入る輝度値を表す。また α_k は k 番目のサンプリング点における不透明度であり、 I_k は k 番目のサンプリング点における輝度値である。このとき、サンプリング点がボクセル上とは限らないため、その際は補間処理を行う。

3. 実験

3.1 実験環境

本稿で使用したPCの主要スペック、および使用データの概要を表1に示す。使用したCT画像データは、東芝製のCT装置 Aquilion16[®] で撮影した、DICOM形式の画像データである。なお、本稿では6症例に対し提案法を適用した。

3.2 実験結果

実験結果を図2に示す。

同図(a)は肺臓抽出結果を示しており、緑色の線が提案手法による抽出結果、赤色の線が正解データ、黄色の線が一致した部分となる。

また、同図(b)は胸腔領域の抽出結果を示している。抽出に用いたSnakes法のパラメータは、 $\alpha = 0.1$ 、 $\beta = 0.1$ 、 $\gamma = 5.0$ とし、Snakes法におけるエネルギー最小化の演算回数は最高で1万回とした。

一方、同図(c)は心臓領域抽出結果を示している。領域抽出に用いたテンプレート・マッチングに使用するモデルは、Leave-one-out法を用い抽出を行う1症例を除いた5症例から心臓の平均画像を作成し、その作成画像をテンプレートとしてマッチングを行った。

表1 開発環境

OS	Microsoft Windows XP Pro
開発環境	Microsoft Visual Studio .NET
CPU	Intel Pentium 4 3.40[GHz]
Memory	2[GB]
スライス内画素数	512×512[pixels]
スライス厚さ	0.5[mm]
スライス間隔	0.5[mm]
画素間隔	0.683~0.723[mm]
解像度	16[bit]
CT画像セット	230~235[スライス]

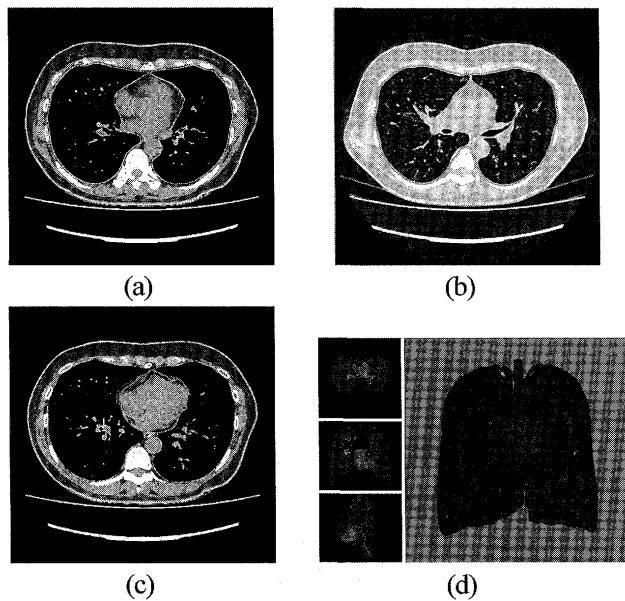


図2 実験結果

最後に、同図(d)は肺臓・心臓をボリュームレンダリング(レイキャスティング法)によって3次元表示した結果(Volume-One[11]を使用)である。

3.3 評価

臓器領域の抽出精度は、式(9)で表される一致度を用いて評価を行う。

$$(\text{一致度}) = \frac{n(X \cap T)}{n(X \cup T)} \times 100 \quad [\%] \quad (9)$$

ただし、 X は抽出領域、 T は正解領域、 $n(Z)$ は領域 Z に含まれる画素数を表す。本稿では、医師によりセグメンテーションされた領域を、正解領域として使用する。

評価を行うスライスには、ランダムにサンプリングしたものをを用いており、肺臓は1症例当たり5スライス、心臓は1症例当たり10スライスにおいて一致度を求めた。評価結果を、表2、表3にそれぞれ示す。なお表中のNo.は、1症例のスライス群において対象臓器領域が存在するスライスを一定間隔おきに抽出したものを示しており、番号が小さいものが頭部側となっている。

4. 考察とまとめ

本稿では臓器ごとに異なるセグメンテーション手法を用いた抽出手法を提案し、実CT画像6症例に対し肺臓、心臓領域の抽出を行った。

肺臓領域の抽出では、約96[%]の一致度で抽出することができた。抽出できていない部分はほとんどが肺臓と気管支の境界部分であり、今後はさらなる検討が必要である。

心臓領域の抽出では、約75[%]の一致度で抽出することができた。心臓の中心付近のスライスにおいては高い一致度を示したが、中心から離れるにつれ徐々に精度が落ちる症例が存在する。特に、表3のスライスNo.10は他に比べ極端に一致度が低い結果となった。これは心臓が常に拍動しているためであり、本実験に使用した6症例の撮影のタイミングに起因する大きさの違いが影響していると考えられる。またテンプレート・マッチングを用いた心臓領域の抽出を行ったが、モデルは平行移動のみでマッチングを行ったため、大きさの違いに対応できなかった可能性が考えられる。さらに拍動によるアーチファクトが存在するため、他臓器に比べ臓器のエッジ情報が失われているため、過抽出・抽出漏れが発生したと考えられる。スライスNo.10は心臓の下部を示しており、拍動による大きさの変動、形状の変化によるアーチファクトの発生が顕著であるため、一致度が低下したと考えられる。

これらの問題を解決するため、さらに症例数を増やしより一般性のあるモデルを用いる、モデルを平均画像ではなく、ランドマークを定めそれを基準に全体を標準化したものをモデルとして定める、さらにマッチングの方法も探索範囲を限定するだけでなく、平行移動に加え拡大、縮小、回転も含めたマッチングを行う、などの処理が必要であると考えられる。また現在診断に用いられている心臓CTは造影剤を用いて撮影されているものも多いことから、これらの撮影方法で撮影されたデータを用いることにより、さらなる精度向上が見込まれると考えられる。桜井ら[12]は多臓器の抽

表2 肺臓の抽出結果の一致度

No.	一致度 [%]					Ave.	
	1	2	3	4	5		
症例	1	96.0	96.3	94.1	97.1	97.4	96.2
	2	96.1	95.5	95.8	97.3	96.0	96.2
	3	95.9	95.9	96.6	96.9	97.9	96.6
	4	96.2	96.6	95.8	96.3	97.0	96.4
	5	96.6	96.6	97.1	97.5	94.7	96.5
	6	96.3	96.2	94.1	97.3	97.1	96.2
全体の平均							96.3

3次元リージョンローイングとテンプレート・マッチングを用いたCT画像からの肺臓・心臓領域の自動抽出

出法を提案しており、心臓抽出に関して70~80[%]台の一致度を得ている。提案法の場合75%程度の一致度であることから、今後は更なるセグメンテーション精度の向上が必要である。

参考文献

- [1] 土井：世界、そして、日本のCADの現状と今後の動向, *Innervision*, Vol.14, No.10, pp.2-4, 1999.
- [2] 榎本, 堀, 佐藤他：マルチスライスCT画像からの肝臓領域自動抽出, *信学論*, Vol.J84-D-II, No.9, pp.2150-2161, 2001.
- [3] S. Toyota, H. Kim, S. Ishikawa et al. : Automatic detection of spleen and gallbladder region employing rib information, *IEICE*, MI2006-97, pp.53-54, 2007.
- [4] A. Shimizu, R. Ohno, T. Ikegami et al. : Simultaneous extraction of multiple organs from abdominal CT, *Proc. of CARS*, p.1275, 2005.
- [5] 井田：マルチスライスCTによる心臓診断技術, *日放技学誌*, Vol.62, No.6, pp.804-810, 2006.
- [6] 小山：心臓CTの到達点とこれから, *日放技学誌*, Vo.64, No.6, pp.725-733, 2008.
- [7] 石田：コンピュータ支援診断(CAD)の基礎—総論—, *日放技学誌*, Vol.64, No.3, pp.376-378, 2008.
- [8] M.Kass, A.Witkin, D.Terzopoulos : Snakes : Active Contour Models, *International Journal of Computer vision*, Vol.1, No.4, pp.321-331, 1986.
- [9] 田村：コンピュータ画像処理, オーム社, 2002.
- [10] 鳥脇他：画像情報処理(I)—解析・認識編—, コロナ社, 2005.
- [11] Volume-One : <http://www.volume-one.org/>
- [12] 桜井, 清水, 小畑, 縄野, Daniel : 近傍情報を考慮した事後確率のカスケード処理による3次元CT像からの複数臓器同時抽出, *信学技報*, MI2006-173, pp.61-64, 2007.

表3 心臓の抽出結果の一致度

No.		一致度 [%]										Ave.
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
症例	1	74.0	80.0	84.6	87.9	87.6	87.5	80.5	76.1	70.1	27.3	75.6
	2	78.8	84.9	87.9	85.5	84.7	82.2	79.4	65.2	40.2	15.7	70.4
	3	88.1	89.0	89.0	87.8	87.0	87.3	77.8	77.8	52.7	43.5	76.8
	4	86.9	85.4	86.6	84.2	80.9	80.1	77.4	85.5	78.8	70.7	81.7
	5	80.7	83.8	87.5	84.6	88.4	91.5	77.7	72.7	67.9	33.2	76.8
	6	73.4	77.0	80.5	81.6	85.6	80.7	77.8	73.3	53.6	22.1	70.6
全体の平均											75.3	